Ciencia e Ingeniería
Revista Interdisciplinar de Estudios en Ciencias Básicas e Ingenierías.
Año 2015, Enero-Junio, Vol. (2) N° (1) ISSN 2389-9484.
Universidad de La Guajira, Facultades de Ciencias Básicas y Aplicadas e Ingeniería.
La Guajira-Colombia.
Revista en Línea http://revistas.uniguajira.edu.co/index.php/cei



MODELADO Y SIMULACIÓN DE UN MUSCULO MEDIANTE EL USO DE LAS HERRAMIENTA SIMULINK DE MATLAB

MODELING AND SIMULATION OF A MUSCLE USING THE TOOL OFMATLAB SIMULINK

Sergio Velásquez* y Ronny Velásquez

Centro de Investigación de las Redes Neuronales y la Robótica CIRNAR-UNEXPO, Ciudad Guayana, Bolívar 8050 Venezuela.
sergiovelasquezg@gmail.com

Recibido: Enero 23 de 2015 Aceptado: Mayo 10 de 2015

RESUMEN

Este artículo presenta el modelado y simulación de la respuesta de un musculo mediante el uso de la herramienta simulink de matlab. El modelo matemático del movimiento de un musculo durante el esfuerzo mecánico presentado, hace posible simularlo mediante la aplicación de escalones y funciones de transferencia, permitiendo la determinación de los parámetros concernientes al mismo, obteniéndose las relaciones fuerza-tiempo que el sistema maneja. Este modelo mostro la capacidad de variar y reproducir la respuesta ante cambios. Las simulaciones permiten conocer con mayor exactitud los cambios fisiológicos y sus repercusiones, prediciendo con gran exactitud la magnitud del esfuerzo realizado en los mismos.

Palabras Clave: Modelado, Simulación, Musculo, Pneuma, Tetánico

---

ABSTRACT

This paper presents the modeling and simulation of the response of a muscle by using matlab simulink tools. The mathematical model of the movement of a muscle during mechanical stress presented makes it possible to simulate it by applying steps and transfer functions, allowing the determination of the parameters concerning the same, obtaining the force-time relationships that the system handles. This model showed the ability to vary and to reproduce the response changes. The simulations allow us to know more accurately the physiological changes and their implications, very accurately predicting the magnitude of the effort put into them.

Keywords: Modelling, Simulation, Muscle, Pneuma, Tetanus.

---

1. INTRODUCCIÓN

Muchos fisiólogos han observado que el músculo humano o animal es una especie de tejido elástico (como un muelle) con componentes contráctiles, los cuales dan una longitud de umbral modificable neuralmente para el desarrollo de fuerzas.

La determinación de las fuerzas del músculo durante el movimiento no es solamente esencial para el análisis de las cargas internas que actúan en los huesos y articulaciones, sino que también contribuyen a entender más profundamente los controladores neuronales. Los sistemas de control biológicos han sido estudiados como una posible inspiración para la construcción de controladores de sistemas robóticos. En este artículo, se diseñó e implemento un sistema biomecánico que tiene propiedades mecánicas casi similares al musculo humano o animal (Newman, 2010).

En este sistema se implementaron modelos matemáticos del músculo biológico figura 1.

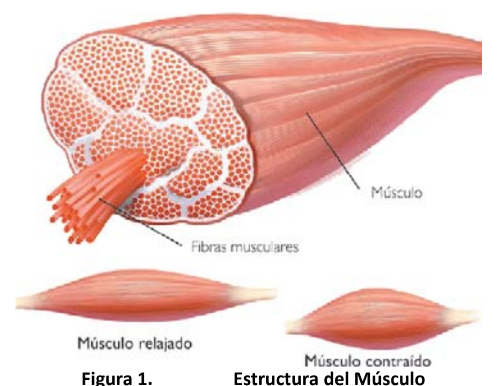


Figura 1. Estructura del Músculo

2. ANTECEDENTES

Las primeras ideas sobre la contracción muscular vinieron desde: Hipócrates que pensó que los tendones causados al cuerpo a moverse (se confunde con los nervios de los tendones, y de hecho se utiliza la misma palabra, la neurona, para ambos) (G. RL,2001).

Aristóteles compara los movimientos de los animales a los movimientos de los títeres y el pensamiento de que el desempeñó los tendones era el papel de marionetas, en lo que respecta al movimiento, ya que se hicieron más estrictas y puesto en libertad. A los músculos en sí no se le atribuye la capacidad de contraerse sino hasta el siglo III AC, cuando Erasístrato sugirió que el espíritu animal fluye desde la cabeza a través de los nervios al músculo. Pensó que los nervios eran tubos huecos, a través de la cual los músculos se podrían llenar con pneuma, haciendo que se amplíen en extensión, sino contraerse a lo largo, por lo tanto mover las articulaciones (Proske, 2001).

En realidad, los músculos no aumentan el volumen durante la contracción (Newman, 2010) Jan Swammerdam a principios de 1660 mostró que el músculo se contrae sin cambiar su volumen. El uso de un músculo de la rana en un recipiente sellado lleno de aire de vidrio y la preservación de la longitud de un nervio, el nervio fue estimulado mecánicamente (tirando de él con un alambre fino) (J. RK,1993).

La mayor parte de lo que se ha aprendido acerca de la mecánica muscular de los músculos proviene de los animales. Muchos de los experimentos más importantes que se realizan entre 1910 y 1950 por AV Hill y sus colaboradores en el University College de Londres figura 2.

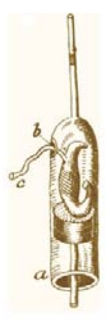


Figura 2. Experimento de Jan Swammerdam

3. EVENTOS MECÁNICOS: CONTRACCIÓN Y TÉTANOS

El primer evento mecánico que se puede medir después de la estimulación no es el desarrollo de la fuerza, pero la resistencia de un tramo de impuestos desde el exterior. Incluso antes de que el potencial de acción eléctrico es más, alrededor de 5.3 milisegundos después del impacto estimulante, la maquinaria contráctil se siente más dura que una atracción externa que lo hace cuando está sometido a un tirón similar sin antes recibir la descarga (Proske, 2001).

Hay una latencia de unos 15 milisegundos después de la conmoción y el músculo produce ninguna fuerza (si es estimulado en condiciones isométricas = constante de longitud) . Por último, el músculo responde, y si se da un único estímulo, se produce un aumento transitorio de la única tensión de contracción (J. RK,1993).

La fuerza del estímulo debe ser lo suficientemente fuerte como para despolarizar la membrana muscular (de lo contrario no pasa nada). En un rango limitado por encima del umbral de amplitud, la fuerza máxima desarrollada en la contracción aumenta con la intensidad del estímulo, a medida que las fibras musculares son reclutadas en la empresa emprendida para la generación de fuerza. Una vez que la mayoría de las fibras musculares se activan no hay aumentos en la fuerza (Newman, 2010).

Si un tren de estímulos se da, la fuerza tiene una magnitud constante, con una onda poco a poco la frecuencia de estimulación tétanos = SIN FUSION. A medida que la frecuencia es elevada, la fuerza media aumenta y la onda llega finalmente a un nivel muy bajo (alrededor de 30 descargas por segundo). Nuevo aumento de la frecuencia. No producen aumentos en la fuerza media = FUSION TETÁNICA (músculo de mamíferos a la temperatura corporal. 50-60 shocks por segundo) (Proske, 2001) figura 3.

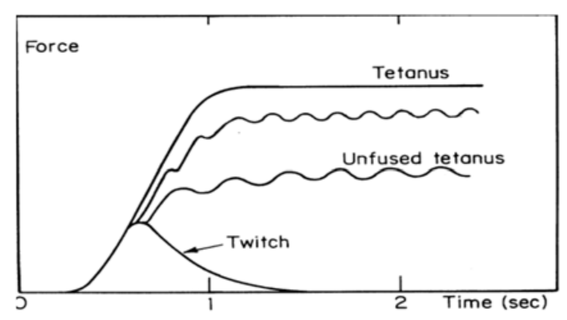


Figura 3. Contracción y el tétanos. Cuando una serie de estímulos se da, la fuerza muscular se eleva a una meseta desigual (tétanos no condensado), que tiene una onda a la frecuencia de estimulación. A medida que la frecuencia se incrementa, la meseta se eleva y se vuelve más suave, llegando a un límite como el tétanos se fusiona.

4. LONGITUD DE TENSIÓN CURVAS: ACTIVA Y PASIVA

Marey sabía que de alguna manera la elasticidad de los músculos debe ser una de las características que determinan cómo los distintos efectos de una sucesión de choques se unen en una contra el tétanos. Hay dos elementos separados del comportamiento elástico debido a la pasividad y debido a las propiedades de Active un uno (Katz,1993).

Propiedades pasivas:
La fuerza se registra como el músculo se estira a una serie de longitudes constante, sin ningún estímulo. Curva se hace cada vez más pronunciada con un mayor estiramiento, lo mismo que un pedazo de hilo rígido, ya que se se extendió - elementos fibrosos que fueron despedidos en la extensión de baja se tensan en la extensión de alta, aumentando así su rigidez del resorte en paralelo.

La derivada de la tensión con respecto a la diferencial $d\sigma \,/\, d\lambda$, se demuestra que es una función lineal creciente de la tensión ($\sigma = F \,/\, A$)

$$d\sigma/\, d\lambda = \alpha(\sigma + \beta) \qquad (1).$$

Donde λ es el la tensión de lagrange, l/l_0 , cuando el musculo tiene una longitud en reposo l_0 es estirado a una nueva longitud l al integrar obtenemos

$$\sigma = \mu e^{\alpha\lambda} - \beta \qquad (2).$$

donde μ es la constante de integración (para músculos como el músculo de corazón de conejo), muchos tejidos de colágeno, tendones, piel, músculo esquelético en reposo obedecen similares relaciones exponencial entre el estrés y la tensión(Hill,2001).

5. DESARROLLO

Cuando el músculo se tetaniza, la tensión en cada longitud es mayor de lo que era cuando el músculo se encontraba descansando (algunos muestran un máximo local.) la tensión desarrollada (diferencia entre las curvas de activos (tetanizado o contraído) y pasiva) es mayor cuando el músculo se lleva a cabo en una longitud cercana a la longitud que ocupaba en el cuerpo. La tensión máxima desarrollada es casi una

constante, alrededor de 2 kg/cm2 (en los músculos de los mamíferos procedentes de animales de una amplia gama de tamaños de cuerpo).Digno de mención, ya que muchos otros parámetros (velocidad de acortamiento, la actividad de enzimas que controlan la tasa metabólica) son muy diferentes en los animales e incluso entre los músculos. La sección transversal del músculo no tiene un significado único en el músculo que se estrecha hacia abajo en un tendón en cada extremo, por lo que dividir el peso en gramos por la longitud en centímetros (densidad muscular asumiendo ~ 1 g/cm3) (Katz,1939) figura 4.

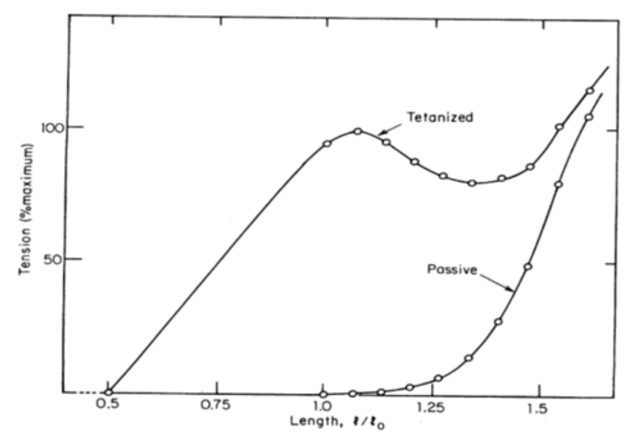


Figura 4 Longitud de las curvas de tensión de los músculos de rana Satorius a 0 ° C. La curva de pasivo se midió en el músculo en reposo en una serie de diferentes longitudes

6. MODELO CONCEPTUAL DE LOS MÚSCULOS

El Componente elástico de la serie del diagrama siguiente se encuentra en los tendones, ya que en última instancia, debe transmitir la fuerza el músculo al hueso (P.R.S.B, 1958) figura 5.

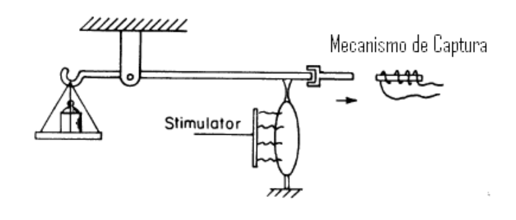


Figura 5. Aparato de liberación rápida.

En el Aparato de liberación rápida modelado. Cuando la captura se retira, el músculo está expuesto a una fuerza constante determinada por el peso en la sartén (plato de balanza) (Newman,2010) figura 6.

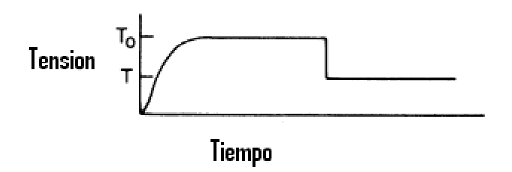


Figura 6. El músculo se estimula por contracción

Tras la liberación de la captura, el músculo se acorta rápidamente por un Δx_2 cantidad que depende de la diferencia en la fuerza de antes y después de la liberación figura 7.

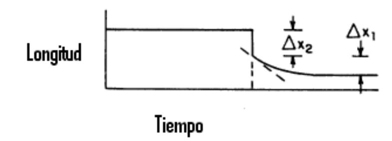


Figura 7. Diagrama de liberación

El componente elástico paralelo actúa en paralelo con la parte del músculo que genera el componente de la fuerza contráctil figura 7.

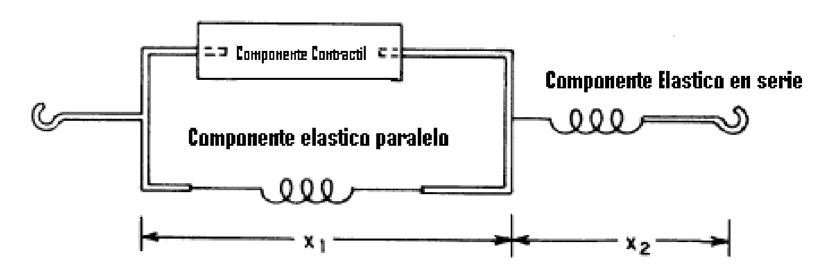


Figura 7. Modelo conceptual de los músculos

En conjunto, paralelo y en serie cuenta con componentes elásticos de propiedades de tensión pasiva de los músculos. Este modelo sólo representa las características generales de la mecánica de músculo entero. (Fibras individuales del músculo, sin tendones, requiere de modelos más avanzados) (Katz,1939).

7. SERIE DE COMPONENTES ELÁSTICOS

Experimentos de liberación rápida proporcionan una evidencia directa de un componente elástico en serie. El rápido cambio en la longitud que acompaña al cambio brusco de la carga es consistente con la definición mecánica de un muelle, que tiene una longitud única para todas las tensiones, pero es totalmente indiferente a la rapidez de su longitud está cambiando. Elementos elásticos en serie para el músculo esquelético y cardíaco, se ha demostrado para adaptarse a la misma forma exponencial

$$\sigma = \mu e^{\alpha\lambda} - \beta \qquad (3).$$

$$(tensión = y\, frente\ a\ la\ extensión = x)$$
$$que\ se\ encuentran\ para\ el\ elemento\ elástico\ en\ paralelo].$$

8. CURVAS DE FUERZA - VELOCIDAD

Todo esto supone que el componente contráctil (CC) es amortiguado por algún mecanismo viscoso y no puede cambiar su longitud de forma instantánea, (levantar un peso ligero o pesado desde el suelo). Inercia, sí, pero lo principal causa que los músculos que están activamente en acortamiento puede producir menos fuerza que los que se contraen isométricamente.

Supongamos que la CC no es capaz de cambiar la longitud instantánea. Entonces todo el acortamiento rápido en el experimento de liberación rápida se recoge en el componente SE. Cambios más largo ahora debe ser atribuido a la CC solo, ya la tensión, y por lo tanto la longitud de SE, se mantiene constante (Hill,2001).
Particularmente importante es la velocidad a la que el CC se acorta antes de darle tiempo a moverse muy lejos de su longitud inicial (línea de puntos la tangente a la curva de duración el tiempo justo después de la fase de reducción rápida,(figura 8). Cuando está pendiente inicial se representa frente a la post carga isotónica, T, una curva característica se obtiene lo que muestra una relación inversa entre la fuerza, T, y la velocidad de acortamiento, una relación empírica hace hincapié en la forma hiperbólica de la curva,

$$(T + a)(v + B) = (To + a)b \qquad (4).$$

Esta es una hipérbola rectangular cuyas asíntotas no son T= 0 y v = 0, pero T =-a y v =- b.
Para la tensión isométrica se definen la fuerza contra la que el músculo no se acorta ni se alarga, y la

$$Vmax = velocidad\ bT_o/a \qquad (5).$$

Es la velocidad de acortamiento sin carga contraria.

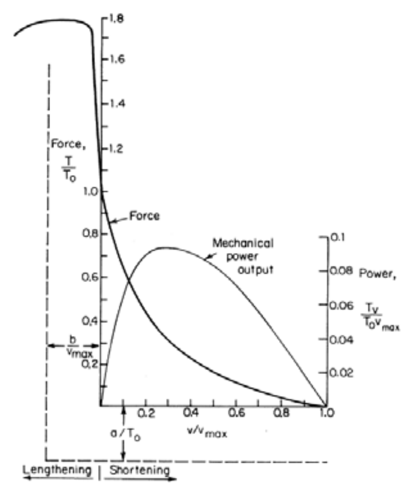


Figura 8. Curva de Fuerza-velocidad de Hill

La ecuación de Hill (0) se encuentra para describir casi todos los músculos hasta ahora examinados, incluyendo el músculo cardiaco y liso, así como el músculo esquelético (incluso la contratación actomiosina)

La ecuación de Hill se puede escribir en forma normalizada:

$$v' = \frac{1 - T'}{1 + T'/k} \quad (6).$$

donde v '= v / Vmax, T' = T / A, k = a / a = b / Vmax.

Para la mayoría de los músculos de los vertebrados, la curva descrita por la ecuación de Hill. Tiene una forma similar. De hecho, k por lo general se encuentra dentro del rango de $0.15 < k < 0,25$.

La salida de potencia mecánica disponible en un músculo,

$$Potencia = Tv = \frac{v(bTo - av)}{v + b} \quad (7).$$

Tiene un máximo cuando la fuerza y la velocidad están entre los de 1 / 3 y un 1 /4 de valores máximos. Es evidente que la velocidad de acortamiento de los controles de la velocidad a la cual la energía mecánica deja el músculo. El pico de la curva corresponde a alrededor de 0,1vatios $T_o v_{max}$.

Por ejemplo Las bicicletas tienen engranajes de modo que usted puede tomar ventaja de esto, utilizando las marchas que se puede mantener la velocidad de acortamiento muscular cerca del punto de máxima potencia

9. ESTADO ACTIVO

El hecho de que el músculo se desarrolla su mayor fuerza cuando la velocidad de acortamiento es cero llevó AV Hill (1922) que sugieren que laestimulación siempre trae

consigo el desarrollo de esta fuerza máxima, sino que parte de la fuerza se disipa en la superación de una resistencia viscosa inherentes si el músculo se acorta.

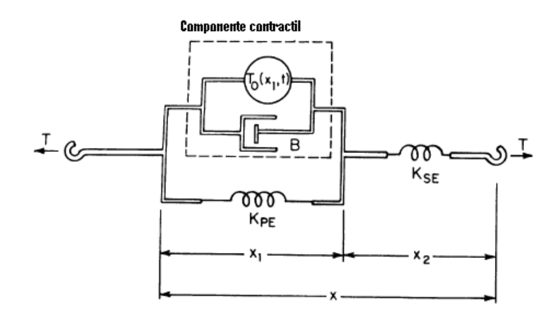


Figura 9. Musculo activo

Por lo tanto, propuso que representa el elemento contráctil como un generador de fuerza pura en paralelo con un elemento amortiguador lineal (que se define en un minuto, (0). Generador de fuerza pura = "estado activo" y propuso que se podría desarrollar una fuerza para que se elevó y luego cayó después de una estimulación eléctrica solo. En una contra el tétanos (contracción), esta fuerza activa del Estado se elevaría a un nivel constante numéricamente igual a la tensión desarrollada isométrica.

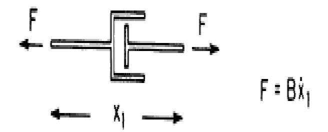


Figura 10. El elemento amortiguador resiste con una fuerza proporcional a la velocidad

La fuerza activa del Estado, por lo tanto una función de la longitud del elemento contráctil, x_1, al igual que la tensión tetánica desarrollada.

Las contracciones isotónicas (es decir, el músculo se acorta frente a una carga constante) se investigó por primera vez por Fenn y March en 1935. Ellos encontraron (Hill hizo más tarde, 1938) que la relación entre la fuerza desarrollada y la velocidad de acortamiento en no lineal, por lo tanto, que el elemento amortiguador tiene una amortiguación muy dependiente a la velocidad.

A medida que el elemento de circuito mecánico sugiere, que los elementos de ingeniería se pueden amortiguar mediante la instalación de un pistón en un cilindro con suficiente espacio para permitir el escape de líquido más allá del pistón que se mueve. Puesto que el músculo contiene una gran cantidad de agua, el modelo de amortiguador sugiere que la viscosidad del agua; en última instancia; determina la propiedad viscosa de los músculos activos. Pero el agua es un fluido newtoniano, su viscosidad no es una función de la velocidad de corte, siempre y cuando el flujo

laminar en el mantenimiento. Un líquido no-newtoniano tendría que ser postulado para explicar la velocidad dependiente de la amortiguación en el músculo.

10. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Las fibras musculares de contracción modelo se analizan en términos de una respuesta del sistema lineal a una pseudo-impulso, y el análisis de transitoriedad da una función de transferencia H(s) con una respuesta a la misma entrada que mejor se adapte los datos experimentales.

La fibra muscular tiene un retardo de tiempo entre el estímulo y la generación de fuerzas. Vamos a ser τ_r este período de latencia. En segundo lugar, la producción de fuerza se eleva suavemente desde cero. De acuerdo con el teorema del valor inicial, y la derivación mediante la variable de Laplace,

$$F(t = 0) = lim_{s\to\infty}\, s * F(s)$$
$$F'(t = 0) = lim_{s\to\infty}\, s^2 * F(s)$$

El modelo más simple que satisfaga las observaciones anteriores es uno de tercer orden con un retardo de tiempo:

$$H(s) = G = \frac{e^{-\tau_r s}}{\left(\frac{s}{\omega_1}+1\right)\left[\left(\frac{s}{\omega_2}\right)^2 + 2\delta\ \frac{s}{\omega_2}+1\right]}$$

Por lo general, se utilizan valores numéricos que se evalúan para que coincida con las características de la de la rana de contracción sartorio, el período de latencia, el tiempo de pico, la duración de contracción y la relación de las amplitudes máximas de contracción en la tensión contra el tétanos. G es un parámetro de escala y se puede tomar igual a uno, sin pérdida de generalidad figura 11.

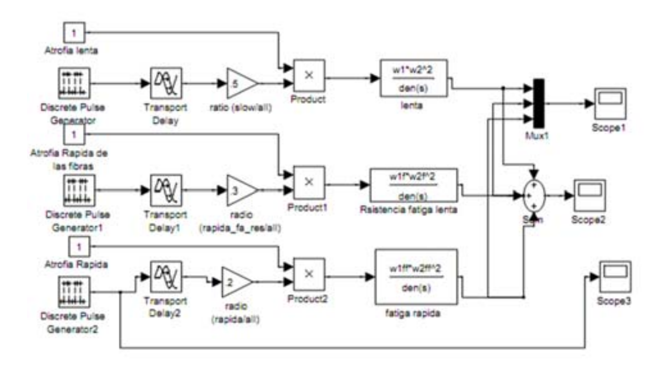


Figura 11. Representación de la Fatiga en el Musculo

Cuando 1000 de las fibras se activan las funciones de paso con una amplitud de 1, 2 y 3, de la lentitud, la ffr, las fibras y siguientes, respectivamente, del total de estado estable la producción de fuerza es de 1700 N figura 12.

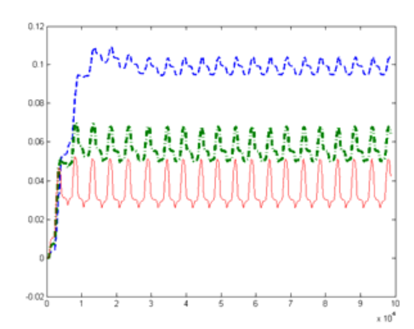


Figura 12. Representación de la Fatiga en el Musculo

La forma de esta producción es un paso respuesta con un tiempo de subida de aproximadamente 0,25 segundos y una pequeña (~ 40 N) rebase por encima de 1.700 N. Para la respuesta en estado estacionario, las fibras lentas contribuyen 500 N, las fibras contribuyen ffr 600 N, y las fibras contribuyen ff 600 N figura 13 .

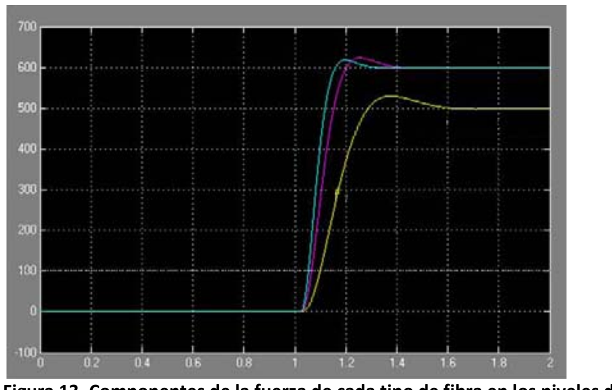


Figura 13. Componentes de la fuerza de cada tipo de fibra en los niveles de activación máxima

Estos resultados demuestran correctamente el principio del tamaño Henneman: las fibras lentas son las más débiles de los tres tipos figura 14.

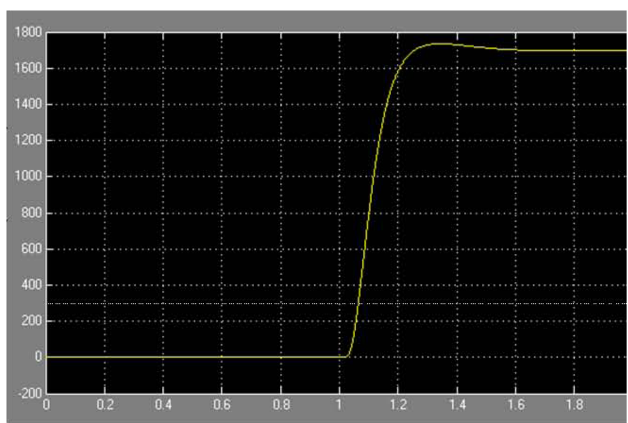


Figura14. Total de la fuerza en los niveles de activación máxima

Con tan sólo activar las fibras lentas, el máximo estado estable fuerza generada por las extremidades inferiores es de 500 N. El patrón de activación para

simular sólo las fibras lentas se activa [alfa = 1, beta = 0; gamma = 0]. La figura muestra el resultado de 500 figura 15.

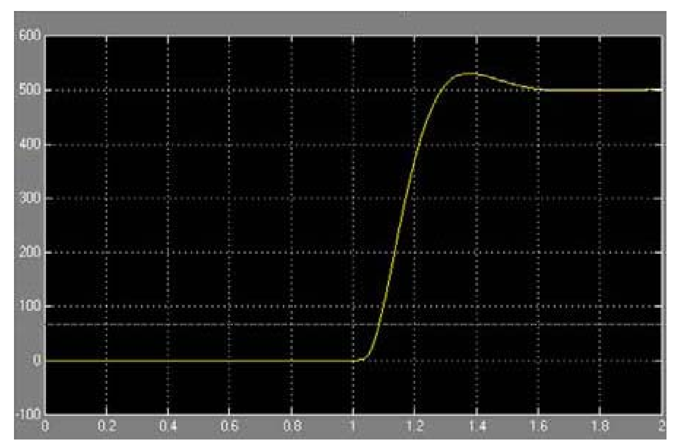


Figura 15. Representación de la fuerza de salida con el patrón de activación nominal

11. CONCLUSIONES

Se Introduce el esquema de la figura 12 cuyos parámetros pueden ser obtenidos empíricamente a partir de experimentos mecánicos. La fuerza de la longitud del muelle paralelo K_{PE} elástica (figura 10) y un generador de fuerza activa a se puede encontrar de una actitud pasiva y tetánica longitud de la fuerza de experimentos, respectivamente. Serie de elementos elásticos K_{SE} y la elemento amortiguador B $_{(x1)}$ se determina a partir de la inicial (instantánea) de longitud el cambio y la decantación de los principios de registro de longitud en los experimentos de liberación rápida.

Entre las limitaciones podríamos decir que nadie ha creído en la figura. 8 como una representación completa del músculo de manera realmente funcional ya que fue establecida alrededor de 1924.El más notable de los fracasos del modelo "viscoelástico" es su incapacidad para tener en cuenta el efecto Fenn.

Se nota que el músculo "da", o la longitud de aumenta rápidamente, cuando la carga se eleva por encima de cierto umbral. El "dar" se convierte en un efecto abrumador, casi como si el músculo ha perdido su capacidad para resistir el estiramiento, de allí se nota el esfuerzo en las curvas de Fuerza vs tiempo.

12. REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

-A. Hill, «The maximum work and mechanical efficiency of human muscles, and their most economical speed.,» 2001.
-B. Katz, «The realation between force and speed in muscular contraction,» 1939
- G. RL, Passive extensibility of skeletal muscle: review of the literature with clinical implications., Clin Biomech., 2001
-J. RK., Contraction dynamics and power output of skeletal muscle., vol. 55, Annu Rev Physiol., 1993., pp. 527-546.

-M. T.A, «Muscles, Reflexes and Locomotion,» 1984. M. T.A, «Muscles, Reflexes and Locomotion,» 1984.
- P. R. S. B, «The heat of shortening and the dynamic constants of muscle,» 1958
- Proske U, Muscle damage from eccentric exercise: mechanism, mechanical signs, adaptation and clinical applications., J Physiol., 2001, pp. 333-345: 537.
-«http://www.hq.nasa.gov/office/olmsa/spd/index.htm,» 8 9 2008. [En línea]. Available: -http://www.hq.nasa.gov/office/olmsa/spd/index.htm. [Último acceso: 6 7 2010].M.